

02P 10470



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 101 51 562 A 1**

⑤ Int. Cl. 7:
G 01 T 1/29
G 21 K 1/02

②1 Aktenzeichen: 101 51 562.6
②2 Anmeldetag: 23. 10. 2001
④3 Offenlegungstag: 8. 5. 2003

⑦1 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦2 Erfinder:
Hoheisel, Martin, Dr., 91056 Erlangen, DE; Sklebitz,
Hartmut, 91056 Erlangen, DE

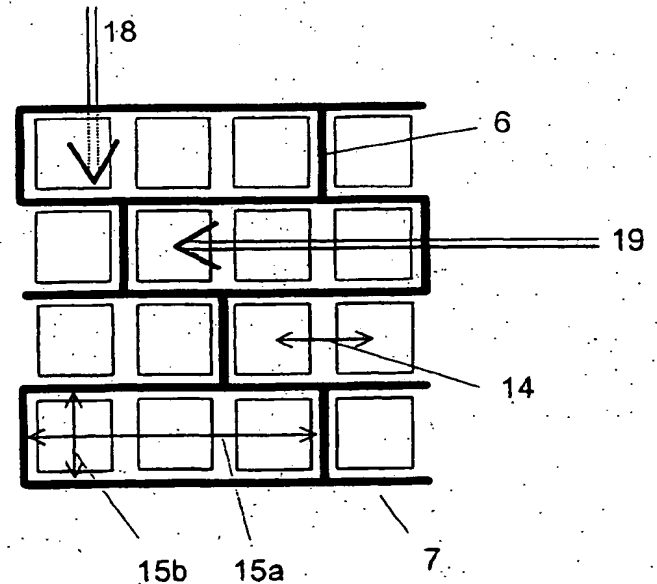
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Anordnung aus Röntgen- oder Gammadetektor und Streustrahlenraster oder Kollimator

⑤7 Die vorliegende Erfindung betrifft eine Anordnung aus einem Röntgen- oder Gammadetektor mit matrixförmig in Zeilen- und Spaltenrichtung angeordneten Detektorelementen, die eine Detektorfläche mit für Röntgen- bzw. Gammastrahlung empfindlichen Detektionsbereichen (7a) und weniger empfindlichen Zwischenbereichen (7b) bilden, und einem Streustrahlenraster oder Kollimator aus absorbierenden Strukturelementen (6), der über der Detektorfläche angeordnet ist. Bei der vorliegenden Anordnung verlaufen die absorbierenden Strukturelemente (6) über den Zwischenbereichen (7b) und sind derart ausgebildet, dass ihr detektorseitiger Mittenabstand (15) in Zeilenrichtung und/oder in Spaltenrichtung um einen ganzzahligen Faktor größer als der Mittenabstand (14) der Detektorelemente in der gleichen Richtung ist und/oder dass Abschnitte der absorbierenden Strukturelemente (6), die in einer Richtung verlaufen, eine geringere Höhe aufweisen als Abschnitte, die in der jeweils anderen Richtung verlaufen.

Mit der vorliegenden Erfindung werden Moiré-Effekte bei der Bildaufnahme vermieden und gleichzeitig eine verminderte Primärstrahlenabsorption durch den Streustrahlenraster bzw. Kollimator auch bei einer bewegten Strahlenquelle erreicht.



DE 101 51 562 A 1

DE 101 51 562 A 1

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Anordnung aus einem Röntgen- oder Gammadetektor mit matrixförmig in Zeilen- und Spaltenrichtung angeordneten Detektorelementen, die eine Detektorfläche mit für Röntgen- bzw. Gammastrahlung empfindlichen Detektionsbereichen und unempfindlichen Zwischenbereichen bilden, und einem Streustrahlenraster oder Kollimator aus absorbierenden Strukturelementen, der über der Detektorfläche angeordnet ist.

[0002] In der Röntgenbildtechnik werden heutzutage hohe Anforderungen an die Bildqualität der Röntgenaufnahmen gestellt. Bei derartigen Aufnahmen, wie sie insbesondere in der medizinischen Röntgendiagnostik durchgeführt werden, wird ein zu untersuchendes Objekt von Röntgenstrahlung einer annähernd punktförmigen Röntgenquelle durchleuchtet und die Schwächungsverteilung der Röntgenstrahlung auf der der Röntgenquelle gegenüberliegenden Seite des Objektes zweidimensional erfasst. Auch eine zeilenweise Erfassung der durch das Objekt geschwächten Röntgenstrahlung kann bspw. in Computertomographie-Anlagen vorgenommen werden. Als Röntgendetektoren kommen neben Röntgenfilmen und Gasdetektoren zunehmend Festkörperdetektoren zum Einsatz, die in der Regel eine matrixförmige Anordnung optoelektronischer Halbleiterbauelemente als lichtelektrische Empfänger aufweisen. Jeder Bildpunkt der Röntgenaufnahme sollte idealerweise die Schwächung der Röntgenstrahlung durch das Objekt auf einer geradlinigen Achse von der punktförmigen Röntgenquelle zu den dem Bildpunkt entsprechenden Ort der Detektorfläche entsprechen. Röntgenstrahlen, die von der punktförmigen Röntgenquelle auf dieser Achse geradlinig auf den Röntgendetektor auftreffen werden als Primärstrahlen bezeichnet.

[0003] Die von der Röntgenquelle ausgehende Röntgenstrahlung wird im Objekt jedoch aufgrund unvermeidlicher Wechselwirkungen gestreut, so dass neben den Primärstrahlen auch Streustrahlen, sog. Sekundärstrahlen, auf den Detektor auftreffen. Diese Streustrahlen, die in Abhängigkeit von Eigenschaften des Objektes bei diagnostischen Bildern bis über 90% der gesamten Signal-Aussteuerung eines Röntgendetektors verursachen können, stellen eine zusätzliche Rauschquelle dar und verringern daher die Erkennbarkeit feiner Kontrastunterschiede. Dieser wesentliche Nachteil der Streustrahlung ist dadurch begründet, dass aufgrund der Quanteneigenschaft der Streustrahlung ein signifikanter zusätzlicher Rauschanteil in der Bildaufnahme verursacht wird.

[0004] Zur Verringerung der auf die Detektoren auftreffenden Streustrahlungsanteile werden daher zwischen dem Objekt und dem Detektor sog. Streustrahlenraster eingesetzt. Streustrahlenraster bestehen aus regelmäßig angeordneten, die Röntgenstrahlung absorbierenden Strukturen, zwischen denen Durchgangskanäle oder Durchgangsschlitze für den möglichst ungeschwächten Durchgang der Primärstrahlung ausgebildet sind. Diese Durchgangskanäle bzw. Durchgangsschlitze sind bei fokussierten Streustrahlenrastern entsprechend dem Abstand zur punktförmigen Röntgenquelle, d. h. dem Abstand zum Fokus der Röntgenröhre, auf den Fokus hin ausgerichtet. Bei nicht fokussierten Streustrahlenrastern sind die Durchgangskanäle bzw. Durchgangsschlitze über die gesamte Fläche des Streustrahlenrasters senkrecht zu dessen Oberfläche ausgerichtet. Dies führt jedoch zu einem merklichen Verlust an Primärstrahlung an den Rändern der Bildaufnahme, da an diesen Stellen ein größerer Teil der einfallenden Primärstrahlung auf die absorbierenden Bereiche des Streustrahlenrasters trifft.

[0005] Zur Erzielung einer hohen Bildqualität werden sehr hohe Anforderungen an die Eigenschaften von Rönt-

gen-Streustrahlenrastern gestellt. Die Streustrahlen sollen einerseits möglichst gut absorbiert werden, während andererseits ein möglichst hoher Anteil an Primärstrahlung ungeschwächt durch den Streustrahlenraster hindurchtreten soll.

5 Eine Verminderung des auf die Detektorfläche auftreffenden Streustrahlenanteils lässt sich durch ein großes Verhältnis der Höhe des Streustrahlenrasters zur Dicke bzw. dem Durchmesser der Durchgangskanäle oder Durchgangsschlitze, d. h. durch eine hohes Schachtverhältnis, erreichen. 10 Wegen der Dicke der zwischen den Durchgangskanälen oder Durchgangsschlitzen liegenden absorbierenden Struktur- oder Wandelemente kann es jedoch zu Bildstörungen durch Absorption eines Teils der Primärstrahlung kommen. Gerade beim Einsatz von Festkörperdetektoren führen Inhomogenitäten der Raster, d. h. Abweichungen der absorbierenden Bereiche von ihrer Ideallage, zu Bildstörungen durch eine Abbildung der Raster im Röntgenbild.

[0006] Zur Minimierung von Bildstörungen durch Streustrahlenraster ist es bekannt, die Raster während der Aufnahme in lateraler Richtung zu bewegen. Bei sehr kurzen Belichtungszeiten von bspw. 1–3 ms können aber auch hier 20 durch ungenügende Bewegungsgeschwindigkeit der Raster Streifen im Bild auftreten. Auch bei sehr langen Belichtungszeiten können störende Streifen durch die Umkehr der Raster-Bewegungsrichtung während der Belichtung auftreten.

[0007] Die gleiche Problematik stellt sich in der Nuklearmedizin, insbesondere bei der Anwendung von Gamma-Kameras, wie bspw. Anger-Kameras. Auch bei dieser Aufnahmetechnik muss ähnlich wie in der Röntgendiagnostik darauf geachtet werden, dass möglichst wenig gestreute Gammaquanten den Detektor erreichen. Im Gegensatz zur Röntgendiagnostik befindet sich bei der Nukleardiagnostik die Strahlungsquelle für die Gamma-Quanten im Inneren des 30 Objektes. Dem Patienten wird hierbei ein mit bestimmten, instabilen Nukliden markiertes Stoffwechselpräparat injiziert, das sich dann organspezifisch anreichert. Durch den Nachweis der entsprechend aus dem Körper emittierten Zerfallsquanten wird dann ein Abbild des Organs erhalten. Der zeitliche Verlauf der Aktivität im Organ lässt Rückschlüsse auf dessen Funktion zu. Für den Erhalt eines Bildes des Körperinneren muss vor dem Gamma-Detektor ein Kollimator eingesetzt werden, der die Projektionsrichtung des Bildes festlegt. Ein derartiger Kollimator entspricht von der Funktionsweise und vom Aufbau her dem Streustrahlenraster in der Röntgendiagnostik. Nur die durch die Vorzugsrichtung 35 des Kollimators bestimmten Gamma-Quanten können den Kollimator passieren, schräg dazu einfallende Quanten werden in den Kollimatorwänden absorbiert. Aufgrund der höheren Energie der Gamma-Quanten im Vergleich zu Röntgenquanten müssen Kollimatoren um ein Vielfaches höher ausgeführt werden als Streustrahlenraster für Röntgenstrahlung.

[0008] So können gestreute Quanten während der Bildaufnahme 40 ausgelektiert werden, indem nur Quanten einer bestimmten Energie im Bild berücksichtigt werden. Allerdings bedingt jedes detektierte Streuquant eine Totzeit der Gamma-Kamera von bspw. einer Mikrosekunde, während der keine weiteren Ereignisse registrierbar sind. Wenn daher kurz nach der Registrierung eines Streuquants ein Primärquant eintrifft, kann es nicht registriert werden und geht für das Bild verloren. Auch wenn ein Streuquant zeitlich – innerhalb gewisser Grenzen – mit einem Primärquant koinziiert, tritt ein ähnlicher Effekt auf. Da die Auswerteelektronik dann beide Ereignisse nicht mehr trennen kann, wird eine zu hohe Energie ermittelt und das Ereignis wird nicht registriert. Die beiden angeführten Fälle erklären, dass eine hoch wirksame Streustrahlen-Unterdrückung auch in der 60

Nukleardiagnostik zu einer verbesserten Quanteneffizienz führt. Letztlich wird dadurch eine verbesserte Bildqualität bei gleicher Dosierung des applizierten Radio-Nuklids erreicht oder bei gleicher Bildqualität eine geringere Radio-Nuklid-Dosis ermöglicht, so dass die Strahlenexposition des Patienten gesenkt und kürzere Bildaufnahmezeiten erreicht werden können.

[0009] Für die Aufnahme von medizinischen Projektions-Röntgenbildern sowie auch in der Nuklearmedizin zur Aufnahme von Gammaquanten werden unterschiedliche Detektoren eingesetzt. In letzter Zeit spielen hierbei insbesondere Festkörperdetektoren mit matrixförmig in Zeilen- und Spaltenrichtung angeordneten Detektorelementen eine wichtige Rolle. Die Detektorelemente werden im Folgenden auch als Pixel bezeichnet. Auch diese Detektoren benötigen einen Streustrahlenraster oder Kollimator, der gestreute Röntgen- oder Gammaquanten ausblendet.

[0010] Herkömmliche, aus Bleilamellen gelegte Raster weisen dabei das Problem auf, dass sie gröber als die Pixelstruktur sind und außerdem zu ungleichmäßig, so dass störende Moiré-Effekte auftreten. Der Einsatz von bewegten Rastern ist aufwendig und führt zudem zu einer hohen Absorption der Primärstrahlung.

[0011] In der US 6,021,173 A wird ein Ansatz beschrieben, der Moiré-Strukturen beim Betrieb eines Röntgendetektors mit matrixförmig angeordneten Detektorelementen in Verbindung mit einem stationär angeordneten Streustrahlenraster vermeiden soll. Der Streustrahlenraster ist bei dieser Druckschrift über der Detektorfläche direkt auf dem Röntgendetektor aufgebracht. Die absorbierenden Strukturelemente des Streustrahlenrasters sind in einem Abstand zueinander ausgebildet, der geringer ist als die Ausdehnung des kleinsten auflösbaren Details im Röntgenbild. Die regelmäßig angeordneten absorbierenden Strukturelemente bilden sich daher mit einer so hohen Ortsfrequenz ab, dass sie jenseits des Auflösungsvermögens des Röntgendetektors liegen. Da der Abstand der Strukturelemente im Streustrahlenraster nicht beliebig klein gewählt werden kann, muss ein Detektor mit einer adaptiert eingeschränkten Ortsauflösung eingesetzt werden. Dies führt jedoch zu einer nicht wünschenswerten Verringerung der detektiven Quanteneffizienz (DQE) bei hohen Ortsfrequenzen.

[0012] Ausgehend von diesem Stand der Technik besteht die Aufgabe der vorliegenden Erfindung darin, eine Anordnung aus Röntgen- oder Gammadetektor mit einem darüber angeordneten Streustrahlenraster oder Kollimator anzugeben, die eine hohe Primärstrahldurchlässigkeit aufweist und keine Moiré-Effekte hervorruft.

[0013] Die Aufgabe wird mit der Anordnung gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Vorteilhaft Ausgestaltungen der Anordnung sind Gegenstand der Unteransprüche.

[0014] Bei der vorliegenden Erfindung handelt es sich um die Anordnung und Ausgestaltung eines Streustrahlenrasters oder Kollimators aus absorbierenden Strukturelementen über der Detektorfläche eines Röntgen- oder Gammadetektors mit matrixförmig in Zeilen- und Spaltenrichtung angeordneten Detektorelementen. Die Detektorelemente eines derartigen Röntgen- oder Gammadetektors bilden eine Detektorfläche mit für Röntgen- bzw. Gammastrahlung empfindlichen Detektionsbereichen und dazwischen liegenden weniger oder nicht empfindlichen Zwischenbereichen. Bei der vorliegenden Anordnung aus Streustrahlenraster bzw. Kollimator und Detektor verlaufen die absorbierenden Strukturelemente in Projektionsrichtung des Detektors über den Zwischenbereichen und sind derart ausgebildet, dass ihr detektorseitiger Mittenabstand in Zeilenrichtung und/oder in Spaltenrichtung um einen ganzzahligen Faktor größer als der Mittenabstand der Detektorelemente in der gleichen

Richtung ist. Alternativ oder zusätzlich können Abschnitte der absorbierenden Strukturelemente, die in einer Richtung verlaufen, eine geringere Höhe aufweisen als Abschnitte, die in der jeweils anderen Richtung verlaufen.

[0015] Durch die Anordnung der absorbierenden Strukturelemente, in der Regel dünne Stege bzw. Wandelemente, über den Zwischenbereichen der Detektorfläche entsteht eine Anordnung aus Streustrahlenraster oder Kollimator und Detektor, bei der keinerlei Moiré-Effekte auftreten. Voraussetzung hierfür ist eine ausreichend exakte Herstellbarkeit und Positionierung der absorbierenden Strukturelemente über bzw. auf dem Detektor.

[0016] Die Herstellung kann bspw. mittels einer Rapid Prototyping Technik erfolgen, bei der eine Grundstruktur für den Streustrahlenraster oder den Kollimator vorzugsweise mittels Stereolithographie aus einem UV-gehärteten Polymer auf die Oberfläche des Detektors aufgebracht und anschließend mit einem die Röntgen- bzw. Gammastrahlung absorbierenden Material verfüllt wird. Eine derartige Rapid Prototyping Technik bietet den Vorteil einer sehr exakten Herstellbarkeit der absorbierenden Strukturen geringer Dicke.

[0017] Je nach gewähltem Herstellungsverfahren für den Streustrahlenraster oder den Kollimator ist es gerade bei Detektoren mit geringer Ausdehnung der Zwischenbereiche unter Umständen nicht möglich, ausreichend dünne Strukturelemente zu erzeugen, die ausschließlich die Zwischenbereiche bedecken. Bei dickeren Strukturelementen wird dann ein Teil der Detektionsbereiche mit abgedeckt, so dass eine höhere Absorption von Primärstrahlung auftritt. Die zusätzliche Absorption von Primärstrahlung wird noch durch die Abschattungseffekte der absorbierenden Strukturelemente bei einem hohen Schachtverhältnis verstärkt.

[0018] Dieser Problematik der verminderten Primärstrahlentransmission wird bei der Anordnung der vorliegenden Erfindung in einer Alternative dadurch entgegengewirkt, dass der Mittenabstand der absorbierenden Strukturelemente zumindest in einer Richtung, d. h. in Zeilen- oder in Spaltenrichtung, um einen ganzzahligen Faktor größer gewählt wird als der Mittenabstand der Detektorelemente in der gleichen Richtung. Diese gröbere Rasterung im Vergleich zur Rasterung der Pixelmatrix des Detektors erhöht die Transparenz für die Primärstrahlung erheblich, mindert aber dennoch die Unterdrückung der Streustrahlung bei geeigneter Wahl des Schachtverhältnisses nur wenig. Ein vergleichbarer, wenn auch geringerer Effekt wird erzielt, wenn sämtliche parallel zu einer Zeile verlaufenden Abschnitte der Strukturelemente niedriger ausgeführt werden als die entsprechenden Abschnitte in Spaltenrichtung oder umgekehrt.

[0019] Die vorliegende Anordnung bietet außerdem erhebliche Vorteile bei Anwendungen, bspw. in der Schicht-Tomographie und bei der Tomosynthese, bei denen die Röntgenröhre seitlich verschoben wird, so dass die Strahlung unter einen Winkel ungleich 90° auf die Detektorfläche auftrifft. Dies führt bei herkömmlichen Streustrahlenrastern in Lamellenrichtung zu keinem Problem, bei Matrixrastern tritt jedoch sofort eine starke Abschattung durch die Defokussierung ein. Durch Ausgestaltung des vorliegenden Streustrahlenrasters mit einer gröberen Einteilung in der Richtung der Verschiebung der Röntgenquelle als die Detektormatrix wird die wirksame Apertur in Zeilen- und Spaltenrichtung unterschiedlich und der Effekt der Defokussierung wird deutlich vermindert.

[0020] Die absorbierenden Strukturelemente können sich bei der vorliegenden Anordnung je nach gewünschtem Effekt in beliebiger Art und Weise auf den Zwischenbereichen über die Detektorfläche erstrecken. So können sie einerseits

als geradlinige Stege ausgebildet sein, die sich ggf. unter Bildung eines quadratischen oder rechteckigen Rasters kreuzen. Auch ein treppenförmiger Verlauf der absorbierenden Strukturelemente über die Detektorfläche ist möglich, wobei Stufenhöhe und -tiefe auch unterschiedlich sein können. Durch einen treppenförmigen Verlauf voneinander unabhängiger absorbierender Strukturelemente kann ggf. auf eine zusätzliche Stabilisierung dieser Elemente verzichtet werden. Eine derartige Stabilisierung kann dann erforderlich sein, wenn sich die einzelnen Strukturelemente nicht berühren oder kreuzen. In diesem Falle entstehen Durchlassbereiche, die sich durchgängig über die gesamte Detektorfläche erstrecken. Zur Erhöhung der Stabilität von Strukturelementen, die sich nicht gegenseitig berühren, können auch Querstege zwischen diesen Elementen ausgebildet sein. Derartige Querstege lassen sich bei Einsatz der Technik der Stereolithographie zur Erzeugung des Streustrahlenrasters oder Kollimators sehr einfach in den Streustrahlenraster oder Kollimator integrieren. Weiterhin können die Zwischenräume zwischen den absorbierenden Strukturelementen mit einem für Röntgen- bzw. Gammastrahlen im Wesentlichen transparenten Material verfüllt sein. Selbstverständlich lässt sich der Streustrahlenraster bei der vorliegenden Anordnung sowohl als fokussierter als auch als nichtfokussierter Streustrahlenraster ausführen.

[0021] Als Detektoren können bei der vorliegenden Anordnung beliebige Festkörper- oder Halbleiterdetektoren eingesetzt werden. So lässt sich bspw. ein Röntgendetektor mit einer aufgetragenen Szintillatorschicht einsetzen. Als Gammadetektor kann bspw. ein CdZnTe-Array-Detektor verwendet werden.

[0022] Die vorliegende Anordnung aus Röntgen- oder Gammadetektor mit darüber angeordnetem Streustrahlenraster oder Kollimator wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen in Verbindung mit den Zeichnungen nochmals kurz erläutert. Hierbei zeigen:

[0023] Fig. 1 die Verhältnisse bei einer Röntgenbildaufnahme eines Objektes unter Einsatz eines Streustrahlenrasters;

[0024] Fig. 2 die Verhältnisse bei einer nuklearmedizinischen Aufnahme des Objektes unter Einsatz eines Kollimators;

[0025] Fig. 3 eine Darstellung der Technik der Stereolithographie beim Aufbau einer Struktur;

[0026] Fig. 4 ein erstes Ausführungsbeispiel der vorliegenden Anordnung in Seitenansicht und Draufsicht;

[0027] Fig. 5 ein zweites Ausführungsbeispiel der vorliegenden Anordnung;

[0028] Fig. 6 ein drittes Ausführungsbeispiel der vorliegenden Anordnung;

[0029] Fig. 7 ein viertes Ausführungsbeispiel der vorliegenden Anordnung;

[0030] Fig. 8 ein fünftes Ausführungsbeispiel der vorliegenden Anordnung; und

[0031] Fig. 9 ein Beispiel für die Anordnung von Stegen zwischen absorbierenden Strukturelementen des Streustrahlenrasters.

[0032] Die typischen Verhältnisse bei einer Röntgenbildaufnahme eines Objektes 3 in der Röntgendiagnostik sind anhand der Fig. 1 schematisch dargestellt. Das Objekt 3 befindet sich zwischen dem Röhrenfokus 1 einer Röntgenröhre, der als annähernd punktförmige Röntgenquelle angesehen werden kann, und einer Detektorfläche 7. Die vom Fokus 1 der Röntgenquelle ausgehenden Röntgenstrahlen 2 breiten sich geradlinig in Richtung des Röntgendetektors 7 aus und durchdringen dabei das Objekt 3. Die auf der Detektorfläche 7 auftreffenden Primärstrahlen 2a, die das Objekt 3 vom Röntgenfokus 1 ausgehend geradlinig durchdringen,

ergeben auf der Detektorfläche 7 eine orts aufgelöste Schwächungswertverteilung für das Objekt 3. Ein Teil der vom Röntgenfokus 1 ausgehenden Röntgenstrahlen 2 wird im Objekt 3 gestreut. Die hierbei entstehenden Streustrahlen 2b tragen nicht zur gewünschten Bildinformation bei und verschlechtern beim Auftreffen auf den Detektor 7 das Signal-Rauschverhältnis erheblich. Zur Verbesserung der Bildqualität wird daher ein Streustrahlenraster 4 vor dem Detektor 7 angeordnet. Dieser Streustrahlenraster 4 weist Durchgangskanäle 5 und absorbierende Bereiche 6 auf. Die Durchgangskanäle 5 sind in Richtung des Röhrenfokus 1 ausgerichtet, so dass sie die eintreffende Primärstrahlung 2a auf geradlinigem Wege auf die Detektorfläche treffen lassen. Nicht in dieser Richtung einfallende Strahlen, insbesondere die Streustrahlen 2b, werden durch die absorbierenden Bereiche 6 blockiert oder erheblich geschwächt. Allerdings lassen sich die absorbierenden Bereiche aufgrund der bisher bekannten Herstellungstechniken nur mit einer bestimmten Mindestdicke realisieren, so dass dadurch noch ein erheblicher Teil der Primärstrahlung 2a absorbiert wird und nicht zum Bildergebnis beiträgt.

[0033] Fig. 2 zeigt die Verhältnisse bei der Bildaufnahme in der Nuklearmedizin. In der Figur ist der zu untersuchende Körper 3 zu erkennen in dem ein Organ 3a angedeutet ist. Durch Injektion eines Gammastrahlung emittierenden Mittels, das sich in dem Organ 3a anreichert, werden aus diesem Bereich Gammaquanten 8a emittiert und treffen auf den Detektor 7, eine Anger-Kamera, auf. Durch den vor dem Detektor 7 angeordneten Kollimator 4, der geradlinig ausgerichtete Durchgangskanäle 5 zwischen Gammastrahlung absorbierenden Bereichen 6 aufweist, wird die Projektionsrichtung der jeweiligen Bildaufnahme festgelegt. In andere Richtungen emittierte oder gestreute Gammaquanten 8b, die nicht auf geradlinigem Wege aus dieser Projektionsrichtung kommen, werden vom Kollimator 4 absorbiert. Auch bei dieser Technik wird jedoch aufgrund der nicht beliebig dünnen absorbierenden Bereiche 6 noch ein beträchtlicher Teil der Primärstrahlung 8a absorbiert.

[0034] Die vorliegende Erfindung lässt sich mit einem Verfahren realisieren, das eine sehr präzise Fertigung von Streustrahlenrastern oder Kollimatoren mit sehr dünnen absorbierenden Strukturen bzw. Trennwänden 6 zwischen den Durchgangskanälen 5 ermöglicht. Hierbei wird zur Herstellung des Streustrahlenrasters oder Kollimators eine Rapid Prototyping Technik eingesetzt. Ein Beispiel für eine derartige Technik ist die Stereolithographie, wie sie anhand der Darstellung in der Fig. 3 veranschaulicht wird. Bei dieser Technik wird ein UV-Laserstrahl 12 auf die Oberfläche eines flüssigen UV-vernetzbaren Polymers 10 gerichtet, der sich in einem Behälter 9 befindet. Der UV-Laserstrahl 12 bewegt sich anhand eines dreidimensionalen Volumenmodells des zu erstellenden Grundkörpers 13 über die Oberfläche des flüssigen Polymers 10, um den Grundkörper 13 schichtweise aufzubauen. Nach der Verfestigung einer Schicht wird diese über eine Bauplattform 11 um eine weitere Schichtdicke abgesenkt, so dass der UV-Laser 12 die nächste Schicht entsprechend dem dreidimensionalen Volumenmodell verfestigen kann. Auf diese Weise wird Schicht für Schicht der Grundkörper 13 aus dem vernetzten UV-gehärteten Polymer 10 aufgebaut. Aufgrund der guten Fokussierbarkeit des UV-Laserstrahls 12 lassen sich hierbei sehr filigrane Strukturen mit sehr hoher Genauigkeit realisieren. Der Grundkörper 13 kann direkt auf der Bauplattform 11, auf einer zusätzlichen in der Figur nicht dargestellten Trägerplatte oder direkt auf der Oberfläche des Röntgen- oder Gammadetektors aufgebaut werden. Weiterhin lässt sich eine Grundplatte auch direkt mit der Technik der Stereolithographie aufbauen, auf der dann der Grundkörper 13 ent-

sprechend der gewünschten Geometrie gebildet wird.

[0035] Im vorliegenden Ausführungsbeispiel ist in Fig. 4 in Draufsicht ein Ausschnitt aus einem Röntgendetektor 7 mit matrixförmig angeordneten Detektorelementen zu erkennen. Die Detektorelemente setzen sich aus strahlungsempfindlichen Detektorbereichen 7a und strahlungsunempfindlichen Zwischenbereichen 7b zusammen. Die Detektorelemente werden im Folgenden auch als Pixel bezeichnet. Ein derartiger Röntgendetektor 7 kann bspw. 3000×3000 Pixel mit einer Abmessung von $143 \times 143 \mu\text{m}$ aufweisen. Auf der durch die Detektorelemente gebildeten Detektorfläche wird mittels Stereolithographie ein Streustrahlenraster mit absorbierenden Strukturelementen 6 erzeugt. Die absorbierenden Strukturelemente liegen hierbei in den Zwischenbereichen 7b. Die einfallende Primärstrahlung kann bei einem derartigen Raster ungehindert auf die strahlungsempfindlichen Detektorbereiche 7a auftreffen, während unter einem anderen Winkel einfallende Streustrahlung durch die absorbierenden Strukturelemente 6 abgefangen wird.

[0036] Im vorliegenden Beispiel ist der Streustrahlenraster derart ausgebildet, dass seine in Zeilenrichtung 16 verlaufenden Strukturelemente niedriger ausgebildet sind als die in Spaltenrichtung verlaufenden Elemente. Dies kann in der Querschnittsansicht dieser Figur nachvollzogen werden. Auf diese Weise kann bei einer Bewegung der Strahlungsquelle in Zeilenrichtung noch immer der größte Teil der Primärstrahlung auf die strahlungsempfindlichen Detektorbereiche 7a auftreffen, während bei einer Bewegung in Spaltenrichtung eine signifikante Schwächung der Primärstrahlung durch die absorbierenden Strukturelemente 6 eintritt. Der Mittenabstand 15 der absorbierenden Strukturelemente 6 entspricht in diesem Beispiel exakt dem Mittenabstand 14 der Detektorelemente.

[0037] Bei einem Streustrahlenraster wie dem der Fig. 4 wäre eine Wandstärke der absorbierenden Strukturelemente 6 von $7,5 \mu\text{m}$ ideal. Eine derart geringe Wandstärke ist jedoch nach dem heutigen Stand der Technik nur schwer realisierbar. Deshalb wird im Ausführungsbeispiel der Fig. 5 der Mittenabstand der absorbierenden Strukturelemente in Zeilen- und Spaltenrichtung auf $286 \mu\text{m}$ gesetzt. Die absorbierenden Strukturelemente 6 werden mit einer Wandstärke von $15 \mu\text{m}$ erzeugt. Das um den Faktor 2 gröbere Rastermaß des Streustrahlenrasters der Fig. 5 gegenüber dem Rastermaß der Detektorpixel hat den Vorteil, dass sich ein derartiges Raster erheblich leichter herstellen lässt und durch die dargestellte Aufbringung auf die Detektorfläche keinerlei störende Interferenzmuster bei der Bildaufnahme hervorruft.

[0038] Selbstverständlich können auch noch gröbere Raster erzeugt werden, wobei das Rastermaß in Zeilenrichtung das n-fache und in Spaltenrichtung das m-fache des Mittenabstandes der Detektorelemente betragen muss. n und m sind hierbei ganze Zahlen.

[0039] Ein für die Schicht-Tomographie oder Tomosynthese brauchbarer Raster wird gemäß dem Ausführungsbeispiel der Fig. 6 aufgebaut. Bei diesem Raster wurde $n = 3$ und $m = 1$ gewählt, so dass durch diese Anordnung jeweils 3 Detektorelemente in Zeilenrichtung von den absorbierenden Strukturelementen 6 eingeschlossen werden. Zwischen diesen jeweils drei eingeschlossenen Detektorelementen ist kein absorbierendes Strukturelement ausgebildet. Der Mittenabstand 15a in Zeilenrichtung entspricht hierbei dem dreifachen des Mittenabstandes 14 der Detektorelemente, während der Mittenabstand 15b in Spaltenrichtung exakt dem Mittenabstand 14 der Detektorelemente entspricht. Aus der Zeilenrichtung schräg einfallende Strahlung 19 wird bei dieser Anordnung nur wenig geschwächt, während aus der Spaltenrichtung schräg einfallende Primärstrahlung 18 da-

gegen stark geschwächt wird. Diese Ausgestaltung ist insbesondere für Tomosynthesenwendungen von Vorteil, bei denen sich die Röntgenquelle in Zeilenrichtung relativ zum Detektor 7 bewegt, so dass die hierdurch hervorgerufene Defokussierung sich kaum auf die Primärstrahlentransparenz des Streustrahlenrasters auswirkt. Zusätzlich können auch bei dieser Ausführungsform die in Spaltenrichtung verlaufenden Abschnitte der absorbierenden Strukturelemente 6 niedriger ausgebildet sein als die in Zeilenrichtung verlaufenden.

[0040] Bei einem Grenzfall der vorliegenden Anordnung entsteht ein Raster, der wie bei einem aus Bleilamellen gelegten Raster nur aus Strukturelementen 6 bzw. Streifen in einer Richtung (Zeilen- oder Spaltenrichtung) besteht. Dabei müssen allerdings Vorkehrungen getroffen werden, die die mechanische Stabilität des Rasters sicherstellen. So können einerseits in Querrichtung zu den Strukturelementen 6 Stege eingeführt werden, die die Strukturelemente 6 gegenseitig abstützen. Eine derartige Ausgestaltung ist beispielhaft anhand der Fig. 9 zu erkennen, die die nicht absorbierenden Querstege 20 zeigt.

[0041] Alternativ können die Zwischenräume zwischen den Strukturelementen 6 bei dieser wie auch bei allen anderen Ausführungsformen mit einem die einfallende Primärstrahlung im Wesentlichen nicht absorbierenden Material ausgefüllt sein. Ein derartiges Material kann bspw. ein für Röntgenstrahlen transparenter Kunststoff sein.

[0042] Fig. 7 zeigt schließlich ein weiteres Ausführungsbeispiel der vorliegenden Anordnung, bei der die absorbierenden Strukturelemente 6 treppenförmig über die Detektorfläche verlaufen. Durch diese treppenförmige Ausgestaltung wird eine verbesserte Stabilität dieser Strukturelemente auf der Detektorfläche erreicht. In einer weiteren Ausgestaltung, wie sie in Fig. 8 dargestellt ist, werden die absorbierenden Strukturelemente 6 ebenfalls treppenförmig ausgestaltet, wobei jedoch die Tiefe und Höhe der Stufen unterschiedlich gewählt ist.

[0043] Der Vorteil der vorliegenden Anordnung besteht darin, dass die Streustrahlenraster bspw. mittels Stereolithographie reproduzierbar und auch kostengünstig herstellbar sind. Da die Raster bzw. Kollimatoren mit dem Detektor direkt verbunden werden können und die geometrischen Verhältnisse zwischen Detektor und Raster somit stets konstant bleiben, wird auch eine bessere Langzeitstabilität erreicht. Es versteht sich von selbst, dass der geometrischen Anordnung der absorbierenden Strukturelemente 6 bei der vorliegenden Anordnung keine Grenzen gesetzt sind. Wesentlich ist dabei nur, dass diese Strukturelemente 6 bevorzugt in den nicht strahlungsempfindlichen Zwischenräumen verlaufen. [0044] Obwohl in den vorliegenden Ausführungsbeispielen auf eine Anordnung mit einem Röntgendetektor Bezug genommen wurde, lässt sich selbstverständlich in gleicher Weise auch ein Gammadetektor mit einem in der Art eines Streustrahlenrasters ausgebildeten Kollimator einsetzen.

Patentansprüche

1. Anordnung aus einem Röntgen- oder Gammadetektor mit matrixförmig in Zeilen- und Spaltenrichtung angeordneten Detektorelementen, die eine Detektorfläche mit für Röntgen- bzw. Gammastrahlung empfindlichen Detektionsbereichen (7a) und weniger empfindlichen Zwischenbereichen (7b) bilden, und einem Streustrahlenraster oder Kollimator aus absorbierenden Strukturelementen (6), der über der Detektorfläche angeordnet ist, dadurch gekennzeichnet, dass die absorbierenden Strukturelemente (6) über den Zwischenbereichen (7b) verlaufen und derart ausgebildet

- det sind,
dass ihr detektorseitiger Mittenabstand (15) in Zeilen-
richtung und/oder in Spaltenrichtung um einen ganz-
zahligen Faktor größer als der Mittenabstand (14) der
Detektorelemente in der gleichen Richtung ist und/oder
dass Abschnitte der absorbierenden Strukturelemente
(6), die in einer Richtung verlaufen,
eine geringere Höhe aufweisen als Abschnitte, die in
der jeweils anderen Richtung verlaufen.
2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, 10
dass der Streustrahlenraster oder Kollimator direkt
oder über eine Zwischenschicht auf der Detektorfläche
aufgebracht und mit dieser fest verbunden ist.
3. Anordnung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch ge-
kennzeichnet, dass sich die absorbierenden Struktur- 15
elemente (6) geradlinig über die Detektorfläche er-
strecken.
4. Anordnung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeich-
net, dass die absorbierenden Strukturelemente (6) ein
zelluläres Raster bilden. 20
5. Anordnung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch ge-
kennzeichnet, dass sich die absorbierenden Struktur-
elemente (6) treppenförmig über die Detektorfläche er-
strecken.
6. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, da- 25
durch gekennzeichnet, dass die absorbierenden Struk-
turelemente (6) mehrere treppenförmig oder geradlinig
verlaufende Einzelemente sind, die sich nicht kreuzen
oder berühren.
7. Anordnung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, 30
dass zwischen den Einzelementen Querstege
(20) zur Erhöhung der Stabilität vorgesehen sind.
8. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, da-
durch gekennzeichnet, dass Zwischenräume zwischen
den absorbierenden Strukturelementen (6) mit einem 35
für Röntgen- bzw. Gammastrahlen im Wesentlichen
transparenten Material verfüllt sind.
9. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, da-
durch gekennzeichnet, dass der Streustrahlenraster
oder Kollimator fokussiert ausgebildet ist. 40

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

45

50

55

60

65

- Leerseite -

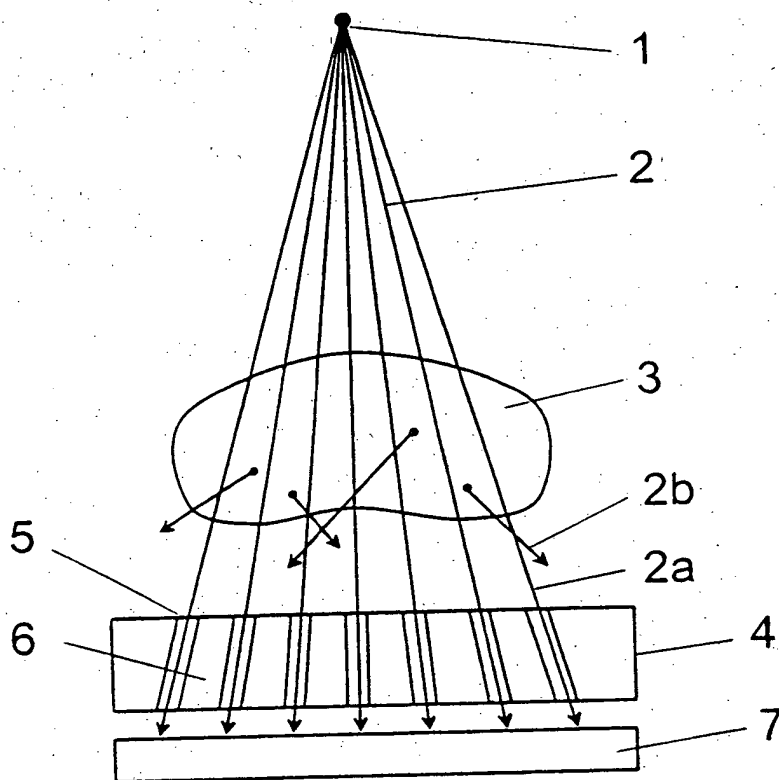


Fig. 1

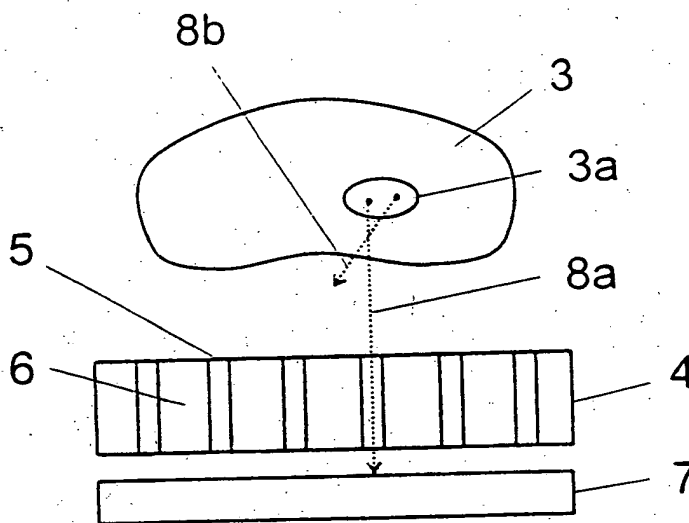


Fig. 2

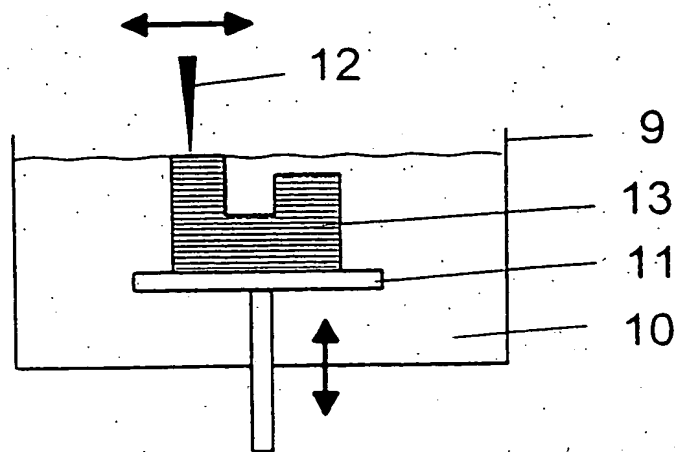


Fig. 3

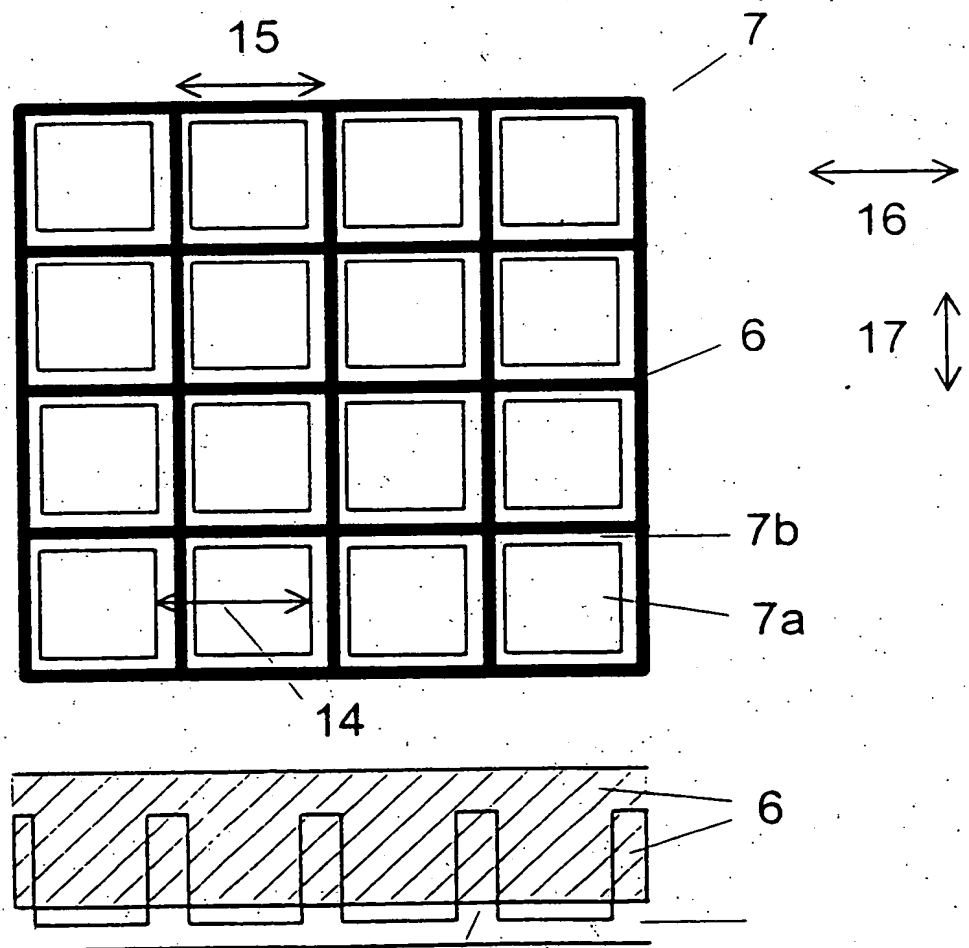


Fig. 4

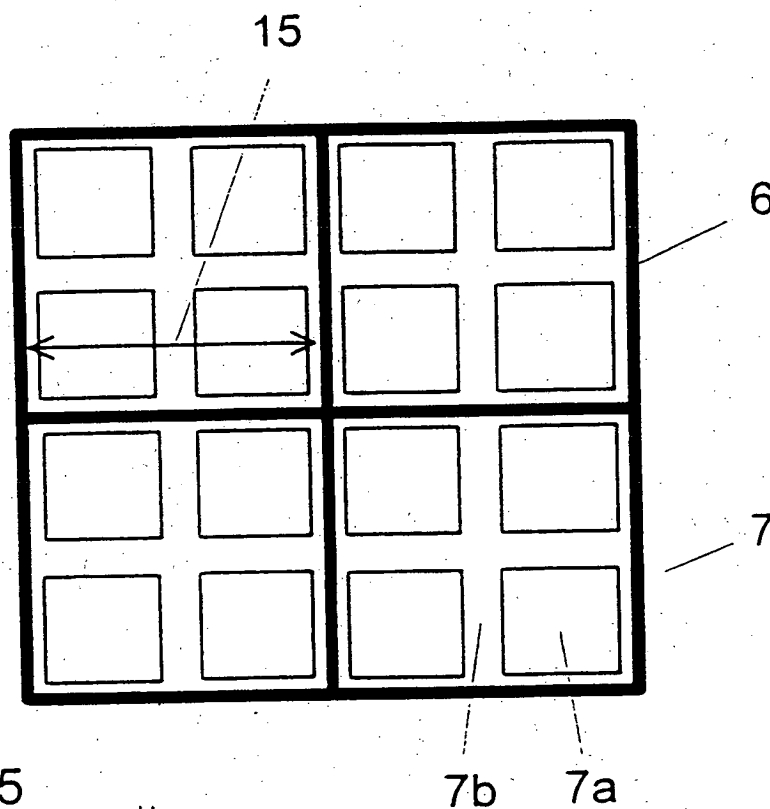


Fig. 5

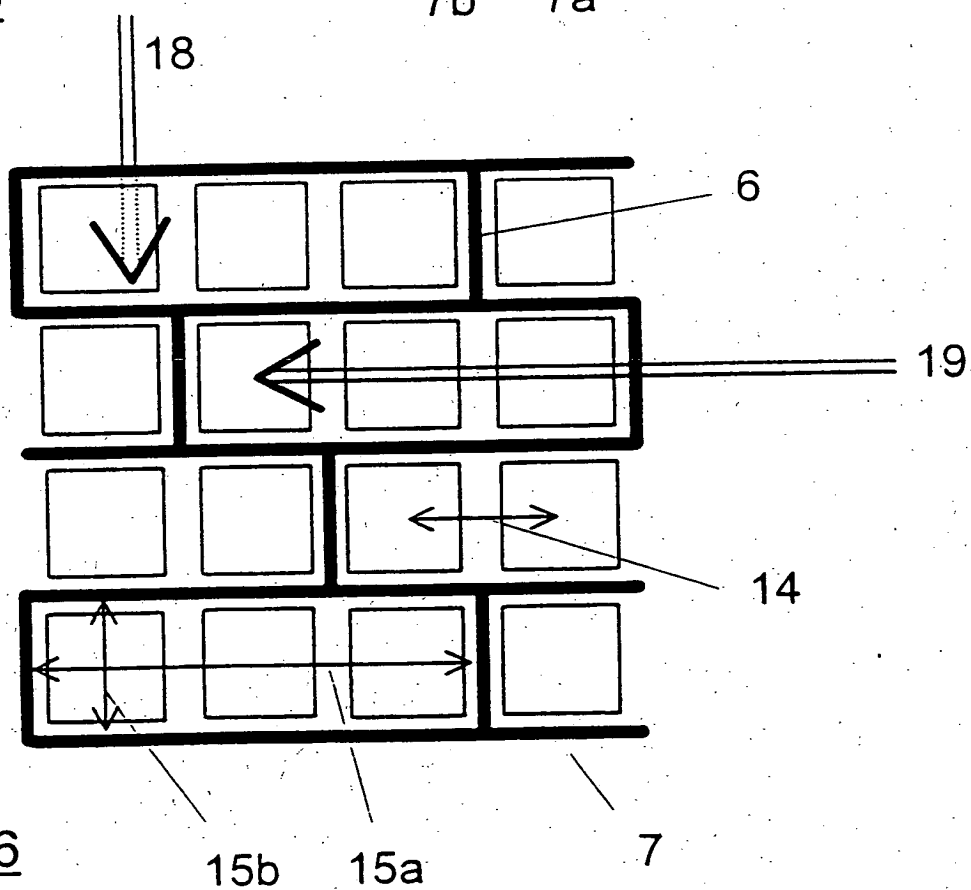


Fig. 6

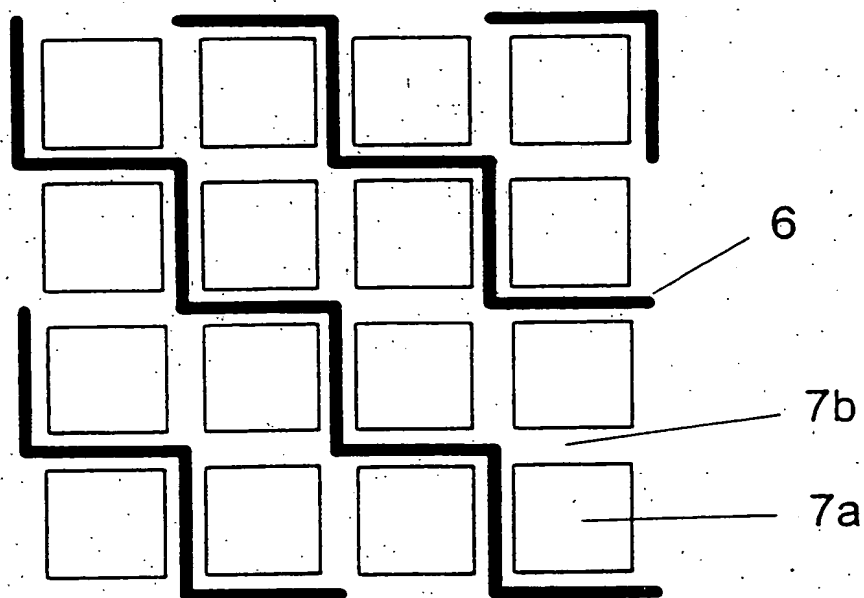


Fig. 7

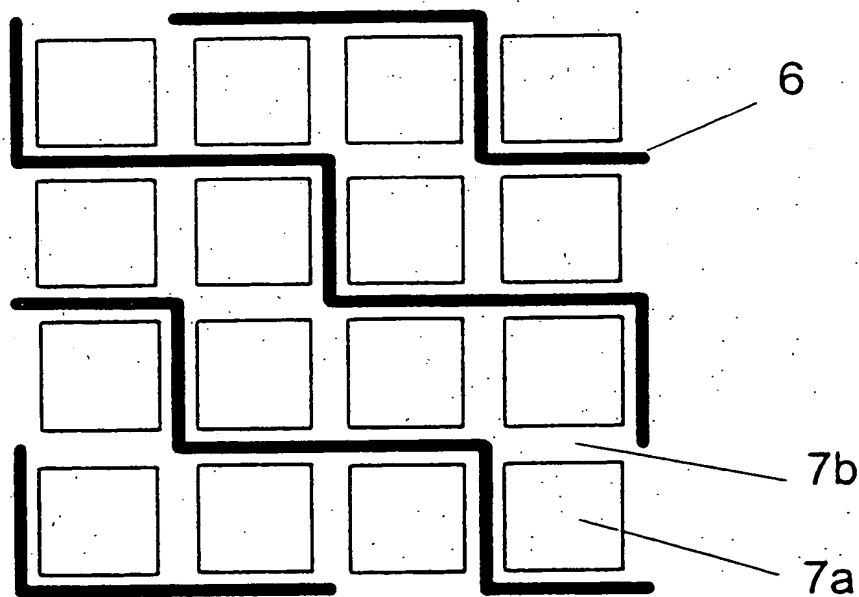


Fig. 8

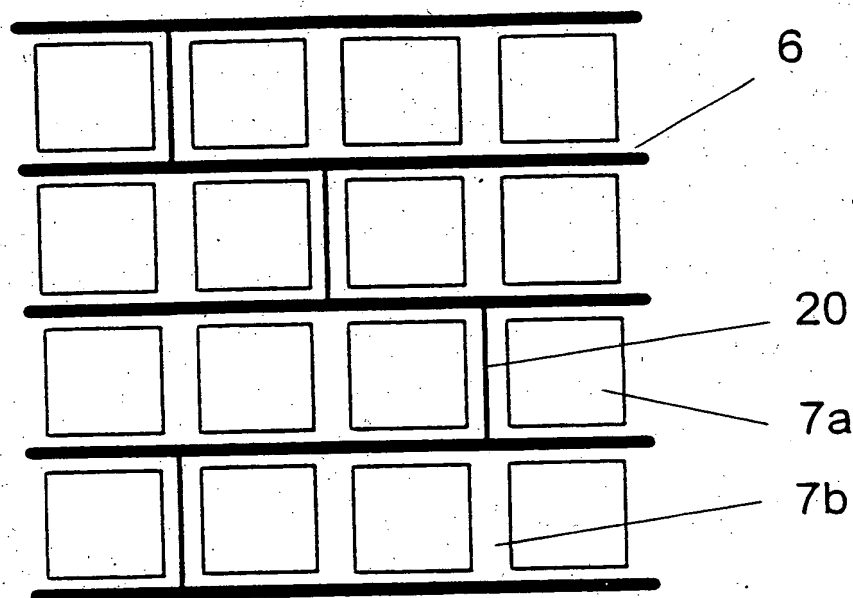


Fig. 9